

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 22 739.3
Anmeldetag: 20. Mai 2003
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
80333 München/DE
Bezeichnung: Verfahren zur markerlosen Navigation in
präoperativen 3D-Bildern unter Verwendung
eines intraoperativ gewonnenen 3D-C-Bogen-Bildes
IPC: A 61 B 6/00

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 05. Februar 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Faust".

Faust

Beschreibung

Verfahren zur markerlosen Navigation in präoperativen 3D-Bildern unter Verwendung eines intraoperativ gewonnenen 3D-C-

5 Bogen-Bildes

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Navigation beispielsweise eines medizinischen Instrumentes in einem präoperativ aufgenommenen 3D-Bild. Die Erfindung betrifft 10 insbesondere eine Navigation die auf anatomische und/oder künstliche Marker verzichtet.

In zunehmendem Maß erfolgen Untersuchungen oder Behandlungen eines erkrankten Patienten minimal-invasiv, d.h. mit mög-

15 lichst geringem operativen Aufwand. Als Beispiel sind Behandlungen mit Endoskopen, Laparoskopen oder Kathetern zu nennen, die jeweils über eine kleine Körperöffnung in den Untersuchungsbereich des Patienten eingeführt werden. Katheter beispielweise kommen häufig im Rahmen kardiologischer Untersu-

20 chungen zum Einsatz.

Das Problem aus medizinisch-technischer Sicht besteht darin, dass das medizinische Instrument (im folgenden wird als nicht einschränkendes Beispiel von einem Katheter gesprochen) wäh-

25 rend des Eingriffs (Operation, Untersuchung) durch eine intraoperative Röntgenkontrolle mit dem C-Bogen zwar sehr exakt und hochauflöst während der Intervention visualisiert werden kann, jedoch kann zum einen die Anatomie des Patienten während der Intervention in den C-Bogen-Bildern nur ungenü-

30 gend abgebildet werden. Zum andern besteht oftmals der Wunsch des Arztes, im Rahmen einer Operations-Planung das medizinische Instrument in einem vor der Intervention (präoperativ) aufgenommenen 3D-Bildes (3D-Datensatz) darzustellen.

35 Der Erfindung liegt das Problem zugrunde die aktuelle Position und Lage medizinischer Instrumente in einfacher Weise in

präoperativ gewonnenen 3D-Bildern zu visualisieren um das Instrument in dem präoperativen 3D-Bild navigieren zu können.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der
5 unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vor-
teilhafter Weise weiter.

Es wird also ein Verfahren beansprucht zur markerlosen Navi-
10 gation eines medizinischen Instrumentes in präoperativen 3D-
Bildern unter Verwendung eines intraoperativ gewonnenen 3D-C-
Bogen-Bildes

gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Aufnehmen eines intraoperativen 3D-Bildes D mit einem C-
15 Bogen,
- Registrieren des medizinischen Instrumentes N bezüglich des
intraoperativen 3D-Bildes D wodurch eine Registriermatrix MDN
erhalten wird,
- Registrieren des intraoperativen 3D-Bildes D bezüglich ei-
20 nes vorliegenden präoperativen 3D-Bildes E wodurch eine Re-
gistriermatrix MED erhalten wird,
- Navigieren des medizinischen Instrumentes N in dem präope-
rativen 3D-Bild E.

25 Erfindungsgemäß wird das präoperative 3D-Bild E in einem ers-
ten Schritt aufgenommen.

Vorteilhafterweise wird die Registriermatrix MDN nach einem
Konzept der markerlosen Registrierung erhalten.

30 Weiterhin vorteilhaft wird die Registriermatrix MED durch ei-
ne bildbasierte Registrierung des präoperativen 3D-Bildes E
bezüglich des intraoperativen 3D-Bildes D erhalten.

35 Erfindungsgemäß wird bei dem Bestimmen der Registriermatrix
MED eine C-Bogenverwindung berücksichtigt.

Bei der Navigation im präoperativen 3D-Bild E werden gemäß der vorliegenden Erfindung Ergebnisse einer Eingriffsplanung berücksichtigt.

- 5 Ferner wird ein C-Bogen-Gerät beansprucht welches zur Durchführung der Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 6 geeignet ist.

10 Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen bezugnehmend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

15 Figur 1 zeigt schematisch eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen medizinischen Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung,

20 Figur 2 zeigt eine Prinzipdarstellung zur Erläuterung einer markerbasierten Registrierung zweier 3D-Bilder,

Figur 3 zeigt ein Flußdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens.

25 Figur 1 zeigt eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung 1, wobei hier nur die wesentlichen Teile dargestellt sind. Die Einrichtung umfaßt eine Aufnahmeeinrichtung 2 zur Aufnahme zweidimensionaler Durchleuchtungs-Bilder (2D-Fluoro-Bilder) bzw. zur Aufnahme eines 3D-Datensatzes (der sich allerdings aus einem
30 Bündel von 2D-Fluoro-Bildern zusammensetzt). Die Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung 1 besteht aus einem C-Bogen 3, an dem eine Röntgenstrahlenquelle 4 und ein Strahendetektor 5, z.B. ein Festkörperbilddetektor, und eine Tool-Platte TP angeordnet sind. Der Untersuchungsbereich 6 eines Patienten 7 befindet sich vorzugsweise im Isozentrum des C-Bogens, so dass er in voller Gestalt in einem mittels C-Bogen intraoperativ aufgenommenen 3D-Bild D zu sehen ist.

In unmittelbarer Nähe der Aufnahmeeinrichtung 2 befindet sich ein Navigationssensor S durch den die aktuelle Position der Tool-Platte TP und damit die Position eines mittels C-Bogen 5 intraoperativ aufgenommenen 3D-Bildes sowie die Position und Lage eines für den Eingriff verwendeten medizinischen Instrumentes 11 erfasst werden kann.

Der Betrieb der Einrichtung 1 wird über eine Steuerungs- und 10 Verarbeitungseinrichtung 8 gesteuert, die u.a. auch den Bildaufnahmebetrieb steuert. Sie umfaßt ferner eine nicht näher gezeigte Bildverarbeitungseinrichtung. In dieser ist unter anderem ein 3D-Bilddatensatz E vorhanden, der präoperativ 15 aufgenommen wurde. Dieser präoperative Datensatz E kann mit einer beliebigen Bildgebungsmodalität aufgenommen worden sein, beispielsweise mit einem Computertomographiegerät CT, einem Magnetresonanztomographie-Gerät MRT, einem Ultraschall-Gerät UR, einem nuklearmedizinischen Gerät NM, einem Positron-Emissionstomographie-Gerät PET, usw. Zum anderen liegt 20 der Bildverarbeitungseinrichtung ein mit dem C-Bogen-Gerät 2 intraoperativ aufgenommenes 3D-Bild D vor, dessen Position relativ zu dem Navigationssystem S genau definiert ist.

Im gezeigten Beispiel wird in den Untersuchungsbereich 6, 25 hier das Herz, ein Katheter 11 eingeführt. Die Position und Lage dieses Katheters 11 kann zum einen durch das Navigationssystem S erfasst und in dem intraoperativen 3D-Bild D in seiner aktuellen Position und Lage visualisiert werden. Die Position des medizinischen Instrumentes 11 in dem 3D-Bild D kann dabei durch eine Matrix MDN angegeben werden. Ein solches 3D-Bild ist in Figur 1 unten in Form einer Prinzipdarstellung vergrößert gezeigt.

Die vorliegende Erfindung stellt nun ein Verfahren bereit, 35 bei dem das medizinische Instrument 11 in das präoperative 3D-Bild E eingeblendet und dadurch in diesem navigiert werden kann. Dies ist insofern sinnvoll, als dass das präoperative

3D-Bild mittels eines für die aktuelle klinische Fragestellung spezifischen Aufnahmeverfahrens (hochauflöst, funktional etc.) gemessen worden sein kann.

- 5 In dem erfindungsgemäßen Verfahren wird zunächst eine Abbildungsvorschrift gefunden wie das medizinische Instrument 11 in dem in beliebiger C-Bogenposition aufgenommenen intraoperativen 3D-Bild D abgebildet und damit navigiert werden kann. Eine solche Abbildungsvorschrift wird - wie bereits erwähnt - durch eine Matrix MDN angegeben und auch als "Registrierung" bezeichnet. Dann wird eine weitere Abbildungsvorschrift (Registrierung) gesucht wie das intraoperative 3D-Bild D welches das medizinische Instrument 11 enthält relativ zu dem präoperativen 3D-Bild korreliert ist. Eine solche Abbildungsvorschift (Registrierung, Korrelation) wird durch eine Matrix MED angegeben. Durch Verkettung beider Abbildungsvorschriften bzw. Matrizen ist eine Transformation N des Instrumentes 11 in das 3D-Bild E möglich.
- 10
- 15
- 20 Das Ergebnis einer solchen Transformation ist in Figur 1 in Form eines an einem Monitor 13 gezeigten überlagerten Bildes 15 dargestellt, in dem das Instrument 11 sowie beide 3D-Bilder E und D fusioniert bzw. überlagert worden sind.
- 25 Um eine korrekte (lagerrichtige) Überlagerung eines intraoperativen 3D-Bildes mit einem präoperativen 3D-Bild E realisieren zu können, ist es notwendig beide Bilder bezüglich einander bzw. jeweils bezüglich des Navigationssensors S zu registrieren, d.h. ihre Koordinatensysteme zueinander zu korrelieren. Eine Registrierung ist - wie oben erwähnt - eine Abbildungsvorschrift und definiert die Lage eines Koordinaten-30 systems in einem bzw. bezüglich eines anderen Koordinatensystems. Im englischen Sprachraum wird eine solche Registrierung auch als "Matching" bezeichnet. Eine solche Registrierung kann beispielsweise am Bildschirm interaktiv durch den Benutzer erfolgen.
- 30
- 35

Zur Registrierung zweier 3D-Bilder sind unterschiedliche Möglichkeiten denkbar:

1. Es besteht die Möglichkeit in dem ersten der beiden 3D-Bilder ein sinnvollerweise aber mehrere Bildelemente zu identifizieren und das bzw. die gleichen Bildelemente in dem zweiten 3D-Bild zu identifizieren und dann dieses zweite 3D-Bild durch Translation und/oder Rotation und/oder 2D-Projektion bezüglich des ersten 3D-Bildes so auszurichten,

dass die inhaltliche Struktur beider 3D-Bilder zur Deckung gebracht werden kann. Derartige Bildelemente werden als "Marker" bezeichnet und können anatomischen Ursprungs oder aber künstlich angebracht worden sein. Marker anatomischen Ursprungs - wie beispielsweise Gefäßverzweigungspunkte, kleine Abschnitte koronarer Arterien aber auch Mundwinkel oder Nasenspitze - werden als "anatomische Marker" bezeichnet.

Künstlich ein- bzw. angebrachte Markierungspunkte werden als "künstliche Marker" bezeichnet. Künstliche Marker sind beispielsweise Schrauben, die in einem präoperativen Eingriff gesetzt werden, oder aber einfach Objekte, die auf der Körperoberfläche befestigt (beispielsweise aufgeklebt) werden. Anatomische oder künstliche Marker können vom Benutzer interaktiv in dem ersten 3D-Bild festgelegt (z.B. durch Anklicken am Bildschirm) und anschließend im zweiten 3D-Bild durch geeignete Analysealgorithmen gesucht und identifiziert werden. Eine derartige Registrierung wird als "markerbasierte Registrierung" bezeichnet.

2. Eine weitere Möglichkeit ist die sogenannte "Bild-basierte Registrierung". Hierbei werden beide 3D-Bilder (jedes in Form eines Würfels) hintereinander angeordnet (rechnerisch, beispielsweise am Bildschirm), mittels einem Parallelstrahlensbündel aufeinander projiziert und die Korrelation ermittelt. Einer der beiden Würfel wird solange gedreht und/oder verschoben und/oder gestreckt, dass die Korrelation eine minimale Abweichung erfährt. Zweckmäßig wird hierbei der bewegte Würfel benutzergeführt zunächst in eine Position gebracht, in

der es dem zweiten Würfel möglichst ähnlich ist und dann erst der Optimierungszyklus initiiert, um so die Rechenzeit für die Registrierung zu verkürzen.

5 Figur 2 zeigt eine Prinzipdarstellung zur Erläuterung der markerbasierten 3D-3D-Registrierung, in diesem Falle zweier würfelförmiger 3D-Bilder. Gezeigt ist ein erstes würfelförmiges 3D-Bild E (beispielsweise ein präoperativer 3D-Datensatz) welches drei Marker (Marker 1, 2 und 3) aufweist sowie ein
10 zweites würfelförmiges 3D-Bild D (beispielsweise ein intraoperativer Datensatz) in seiner ursprünglichen Form unmittelbar nach seiner Erstellung. Zur Registrierung müssen die Markerpunkte 1,2 und 3 in dem ersten 3D-Bild E identifiziert und die korrespondierenden Punkte in dem zweiten 3D-Bild D durch
15 den Benutzer interaktiv (beispielsweise durch Anklicken mit der Maus am Bildschirm) lokalisiert werden. Durch Rotation, Translation und gegebenenfalls durch Skalierung wird aus den korrespondierenden Punktpaaren (hier Marker 1,2 und 3) die Koordinatentransformation zwischen dem ersten 3D-Bild E und
20 dem zweiten 3D-Bild D bestimmt, durch die die Struktur beider 3D-Bilder zur Deckung gebracht werden kann. Die Ermittlung einer solchen Koordinatentransformation stellt die Registrierung dar.

25 Die Identifizierung der Marker bei markerbasierter Registrierung muß nicht zwangsweise am Bildschirm erfolgen. Bei Vorhandensein eines Navigationssystems (Navigationssensor S, siehe Figur 1) und zur Vorbereitung eines navigationsgestützten Eingriffes erfolgt eine markerbasierte Registrierung eines beispielsweise präoperativen 3D-Bildes relativ zu dem Navigationssystem S durch manuelles Antippen künstlicher oder anatomischer Marker mit einem Navigations-Pointer durch den Arzt. Da das medizinische Instrument 11 aufgrund vorhandener Detektoren hinsichtlich Position und Lage relativ zu dem Navigationssystem registriert ist, wird so eine Korrelation zwischen medizinischem Instrument 11 und präoperativem 3D-Bild E hergestellt. Über die Steuerungs- und Verarbeitungs-

einrichtung 8 kann somit das jeweils aktuelle Bild des medizinischen Instrumentes 11 in das 3D-Bild hineingerechnet und visuell eingeblendet werden. Eine Navigation des medizinischen Instrumentes in E ist somit möglich.

5

Konventionelle markerbasierte Registrierungen haben den Nachteil, dass oftmals ein zusätzlicher operativer Eingriff zum Setzen künstlicher Marker notwendig ist. Anatomische Marker sind oft schwer eindeutig lokalisierbar weshalb eine Kalibrierung hinsichtlich einer markerbasierten Registrierung oft fehleranfällig ist. Auch eine navigationsgestützte Registrierung hat wesentliche Nachteile: Wollte man nun intraoperativ gemessene 3D-Bilder mit dem präoperativen 3D-Bild navigationsgestützt registrieren, so müßten bei einer navigationsgestützten markerbasierten Registrierung bei jeder C-Bogen-Position des aufzunehmenden 3D-Bildes die Marker wieder manuell angetippt werden. Ein derartiges Verfahren ist in der Praxis sehr fehleranfällig und umständlich. Werden die Marker im Bild in anderer Reihenfolge als die am Patienten angekippt, anatomische Marker nicht reproduzierbar angefahren oder hat sich die relative Lage der Marker verändert, ergeben sich falsche Positionierungen. Bei einer Dejustierung der Navigation während des Eingriffs muß darüber hinaus jedes Mal die Registrierung wiederholt werden.

25

Um die eben genannten Nachteile einer markerbasierten Registrierung zu vermeiden bzw. zu umgehen verwendet das erfundungsgemäße Verfahren zumindest bei der Registrierung der beiden 3D-Bilder (präoperatives bezüglich intraoperatives 3D-Bild) eine bildbasierte 3D-3D-Registrierung. Vorteilhaft ist es, wenn auch die Registrierung N des medizinischen Instrumentes 11 bezüglich des intraoperativen 3D-Datensatzes nach dem Konzept einer markerlosen Registrierung erfolgt.

35 Das erfundungsgemäße Verfahren zur markerlosen Navigation in präoperativen 3D-Bildern unter Verwendung eines intraoperativ

gewonnenen 3D-C-Bogen-Bildes ist schematisch in Figur 3 dargestellt. Das Verfahren umfaßt fünf Schritte:

In einem ersten Schritt S1 wird ein präoperativer 3D-Datensatz E aufgenommen. Der 3D-Datensatz kann mit beliebiger Bildgebungsmöglichkeit (gegebenenfalls hochauflöst bzw. funktionell) aufgenommen werden (MRT, CT, PET, US, usw.). In einem zweiten Schritt S2 erfolgt die Aufnahme eines intraoperativen 3D-Bildes D mit einem C-Bogen. Für eine solche Aufnahme wird der C-Bogen vorzugsweise im 3D-Angiographie-Modus betrieben wodurch eine spätere Korrelation (Projektion) zwischen einer einzelnen Schicht des intraoperativen 3D-Bildes D und einer Schicht des präoperativen 3D-Bildes auf einfache Weise ermittelt werden kann. In einem dritten Schritt S3 wird durch ein Registrieren N des medizinischen Instrumentes 11 bezüglich dem intraoperativen 3D-Bildes eine Registriermatrix MDN ermittelt. Durch die Matrix MDN wird die Position und Lage N des medizinischen Instrumentes 11 in dem 3D-Bild D angegeben. Die Bestimmung der Matrix MDN erfolgt vorzugsweise nach dem Konzept einer markerlosen Registrierung. In einem vierten Schritt S4 erfolgt eine vorzugsweise bildbasierte Registrierung zwischen dem präoperativen 3D-Bild E und dem intraoperativen 3D-Bild D. Als Ergebnis dieser Registrierung wird eine Registriermatrix MED erhalten. Die zur Registrierung nötige Positionsbestimmung des C-Bogens bei der intraoperativen Aufnahme erfolgt durch die von dem Navigationssystems S erfaßbare und am C-Bogen fixierte Toolplatte TP. In einem fünften und letzten Schritt S5 erfolgt die Verkettung der oben beschriebenen Registrierungen wodurch gemäß $E = MED * MDN * N$ ein Navigieren des Instrumentes 11 in dem präoperativen Datensatz E möglich ist.

Wie bereits erwähnt erfolgt die Ermittlung der C-Bogen-Position und damit die Position des intraoperativen 3D-Bildes durch Positionsbestimmung der Toolplatte mittels dem Navigationssystem S. Die jeweils aktuelle Toolplattenposition wird mit einer Toolplatten-Referenzposition verglichen welche ge-

genüber dem Navigationssensor genau definiert ist. Bei der Bestimmung der Toolplattenposition bei einer Angulation $\neq 0^\circ$ tritt üblicherweise aufgrund des Eigengewichtes des C-Bogens eine nichtlineare C-Bogenverwindung auf die durch geeignete 5 Kalibrierungen berücksichtigt und damit korrigiert werden können.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass durch das hier vorgeschlagene erfindungsgemäße Verfahren die Navigation eines 10 medizinischen Instrumentes in einem (hochauflösten, funktionellen, etc.) präoperativen 3D-Bild realisiert wird, wodurch vorverarbeitete Ergebnisse (beispielsweise die Segmentierung eines Tumors) und/oder Ergebnisse einer zuvor durchgeführten Eingriffs- bzw. Operations-Planung, die durch bzw. für das 15 präoperative 3D-Bild vorliegen, in die Navigation einbezogen werden können. Insbesondere kann es sich bei dem präoperativen 3D-Bild wiederum um das Ergebnis zweier überlagerter präoperativer 3D-Bilder (z.B. anatomisch- und funktionell-aufgelöste 3D-Bilder) handeln. Durch das Konzept der markerlosen Registrierung werden die Probleme der markerbasierten 20 Registrierung vermieden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur markerlosen Navigation eines medizinischen Instrumentes in präoperativen 3D-Bildern unter Verwendung eines intraoperativ gewonnenen 3D-C-Bogen-Bildes

5 g e k e n n z e i c h n e t d u r c h folgende Schritte:

- Aufnehmen eines intraoperativen 3D-Bildes D mit einem C-Bogen (S2),

10 - Registrieren N des medizinischen Instrumentes 11 bezüglich des intraoperativen 3D-Bildes D wodurch eine Registriermatrix MDN erhalten wird (S3),

- Registrieren des intraoperativen 3D-Bildes D bezüglich eines vorliegenden präoperativen 3D-Bildes E wodurch eine Registriermatrix MED erhalten wird (S4),

15 - Navigieren des medizinischen Instrumentes 11 in dem präoperativen 3D-Bild E.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

20 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das präoperative 3D-Bild E in einem ersten Schritt (S1) aufgenommen wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 bis 2,

25 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Registriermatrix MDN nach einem Konzept der markerlosen Registrierung erhalten wird.

4. Verfahren nach Anspruch 1 bis 3,

30 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Registriermatrix MED durch eine bildbasierte Registrierung des präoperativen 3D-Bildes E bezüglich des intraoperativen 3D-Bildes D erhalten wird.

35 5. Verfahren nach Anspruch 1 bis 4,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass

12

bei dem Bestimmen der Registriermatrix MED eine C-Bogenverwindung berücksichtigt wird.

6. Verfahren nach Anspruch 1 bis 5,

5 dadurch gekennzeichnet, dass bei der Navigation im präoperativen 3D-Bild E Ergebnisse einer Eingriffsplanung berücksichtigt werden.

7. C-Bogen-Gerät, das zur Durchführung der Verfahren gemäß

10 den obigen Ansprüchen 1 bis 6 geeignet ist.

Zusammenfassung

Verfahren zur markerlosen Navigation in präoperativen 3D-Bildern unter Verwendung eines intraoperativ gewonnenen 3D-C-

5 Bogen-Bildes

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur markerlosen Navigation eines medizinischen Instrumentes in präoperativen 3D-Bildern unter Verwendung eines intraoperativ 10 gewonnenen 3D-C-Bogen-Bildes

gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Aufnehmen eines intraoperativen 3D-Bildes D mit einem C-Bogen (S2),
- Registrieren des medizinischen Instrumentes 11 bezüglich 15 des intraoperativen 3D-Bildes D, wodurch eine Registriermatrix MDN erhalten wird (S3),
- Registrieren des intraoperativen 3D-Bildes D bezüglich ei- 20 nes vorliegenden präoperativen 3D-Bildes E, wodurch eine Re- gistriermatrix MED erhalten wird (S4),
- Navigieren des medizinischen Instrumentes 11 in dem präope- rativen 3D-Bild E.

Figur 3

11
25
1

FIG 1

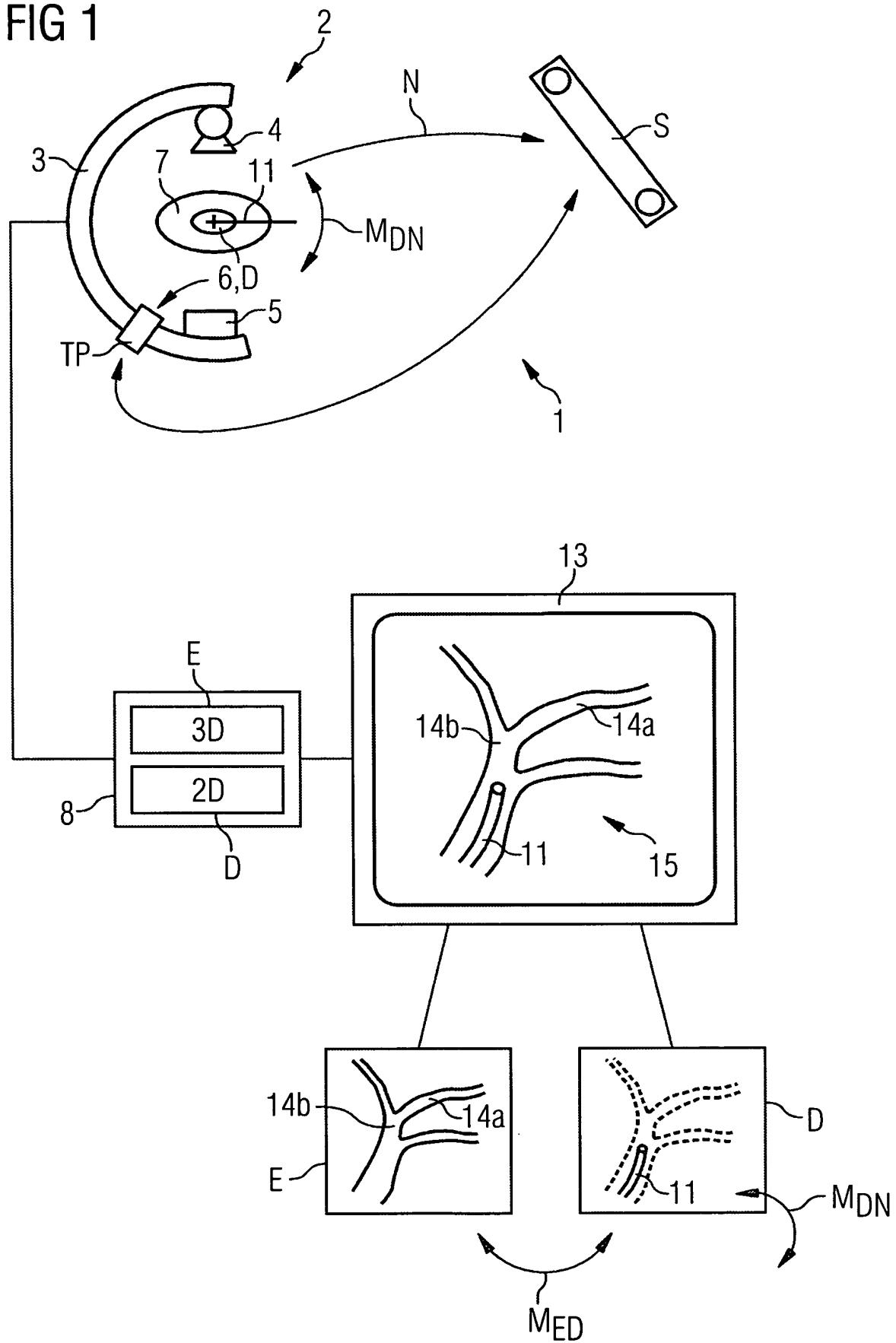


FIG 2

Registrierung: Rotation, Translation, (Skalierung)

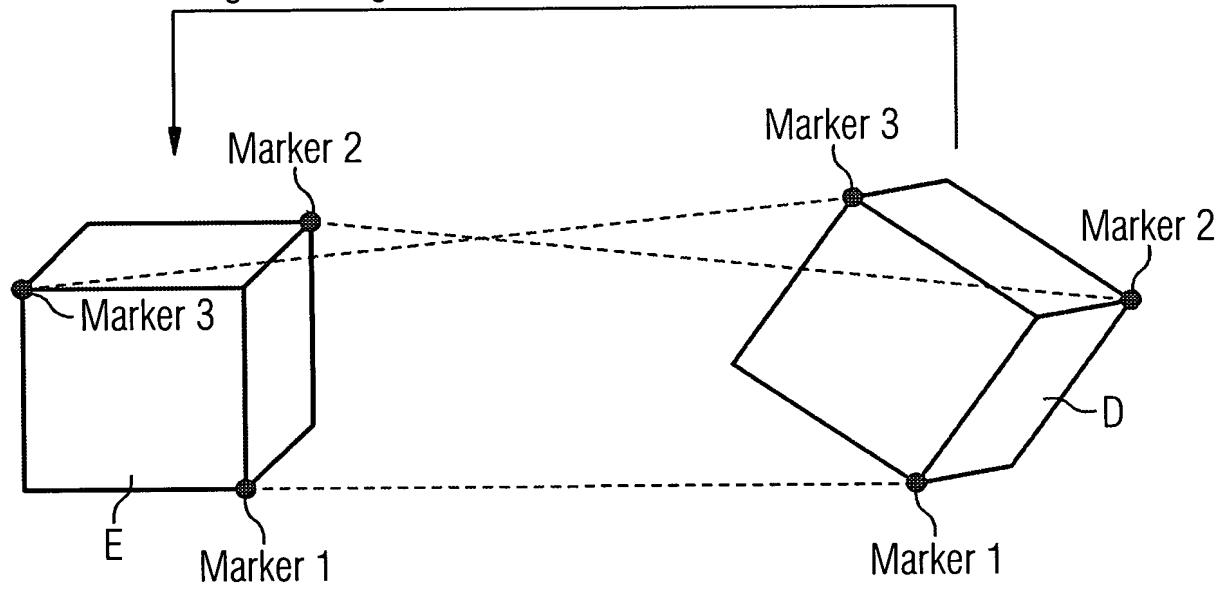


FIG 3